

⑯ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

⑯ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 810 769

⑯ N° d'enregistrement national :

00 08123

⑯ Int Cl⁷ : G 06 T 17/00, A 61 B 6/02

⑯

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑯ Date de dépôt : 23.06.00.

⑯ Priorité :

⑯ Date de mise à la disposition du public de la demande : 28.12.01 Bulletin 01/52.

⑯ Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

⑯ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑯ Demandeur(s) : BIOSPACE INSTRUMENTS Société anonyme — FR.

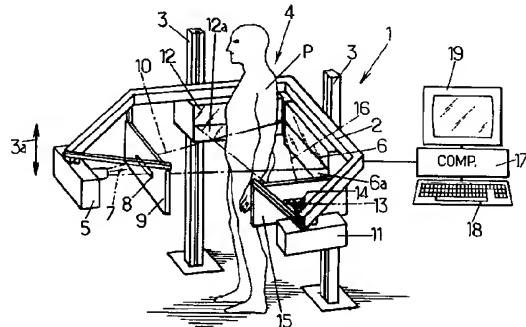
⑯ Inventeur(s) : DORION IRENE, DESAUTE PASCAL, CHARPAK GEORGES, SKALLI WAFA, VERON STEPHANE, MITTON DAVID, DE GUISE JACQUES A et LANDRY CHAMPLAIN.

⑯ Titulaire(s) :

⑯ Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

⑯ PROCÉDÉ ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE POUR LA RECONSTITUTION TRIDIMENSIONNELLE A FAIBLE DOSE D'IRRADIATION.

⑯ Pour réaliser une image en reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation du squelette d'un patient (P), on prend simultanément deux images radiographiques perpendiculaires de cette partie du squelette, par balayage, on repère sur chaque image des repères de contrôle préterminés de chaque vertèbre, puis on reconstitue un modèle numérique de la vertèbre à partir des repères de contrôle et d'un modèle numérique générique prédéterminé de cette vertèbre.



Procédé et dispositif d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation.

5 La présente invention est relative aux procédés et dispositifs d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation.

10 Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet prédéterminé à observer dans un champ d'observation, ce procédé comprenant les étapes suivantes :

15 (a) prendre au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, respectivement selon deux directions de prise de vue non parallèles,

 (b) repérer, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle appartenant audit objet à observer,

20 (c) déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions,

 (d) calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits à l'étape (c).

 Des procédés de reconstruction en trois dimensions du type susmentionné ont été divulgués notamment par Abdel-Aziz et al. ("Direct linear transformation from comparator

coordinates into object space coordinates in close range photogrammetry", Proc. ASP/UI Symp. Close Range Photogrammetry, Urbana, Illinois, USA, 1971) et Marzan ("Rational design for close range photogrammetry", PhD thesis, Department of Civil Engineering, University of Illinois, Urbana-Champaign, USA, 1976).

Dans ces procédés, tous les repères de contrôle sont des points de contrôle stéréo-correspondants et au cours de l'étape (b), on positionne ces repères dans l'espace au moyen d'un algorithme dit "transformation linéaire directe" (DLT), utilisé notamment par André et al. ("Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine", J. Biomech., 27, pp 1023-1035, 1994). Par ailleurs, dans ces procédés connus, l'étape (d) est une étape de krigeage consistant en une interpolation/extrapolation du modèle générique de l'objet à observer, qui donne des positions estimées d'un grand nombre de repères du modèle à trois dimensions de l'objet à observer en fonction des coordonnées mesurées des repères de contrôle stéréo-correspondants et en fonction de la géométrie du modèle générique. Cette étape de krigeage a été décrite notamment par Trochu ("A contouring program based on dual kriging interpolation", Eng. Comput. 9, pp 160-177, 1993).

Ces procédés connus présentent l'avantage de permettre la réalisation d'un modèle tridimensionnel du ou des objets à observer, tout en permettant de réduire l'émission de rayonnements ionisants vers le champ d'observation par rapport à une information tridimensionnelle basée sur la reconstruction de coupes scanner telles que pratiquées dans les instruments actuels. Le modèle tridimensionnel peut ensuite être affiché sous différents angles de vue, par exemple sur un écran d'ordinateur.

Mais ces procédés souffrent d'un manque de

précision et sont mal adaptés pour examiner convenablement un champ d'observation étendu tel que par exemple l'ensemble de la colonne vertébrale d'un patient.

Par ailleurs, MITTON et al. (Medical & Biological Engineering & Computing 2000, Vol. 38, p 133-139) ont décrit un procédé de reconstruction tridimensionnelle qui utilise des repères non stéréo-correspondants en plus des repères stéréo-correspondants, pour reconstruire une image à trois dimensions d'une vertèbre isolée, à partir de deux images radiographiques de cette vertèbre prises successivement sous deux angles différents.

Ce procédé n'est toutefois pas adapté pour une utilisation médicale, où il est nécessaire d'avoir une plus grande facilité de mise en œuvre, une meilleure précision notamment sur des champs d'observation étendus, et une plus grande rapidité de mise en œuvre.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est caractérisé en ce qu'au cours de l'étape (a), les deux images radiographiques sont prises simultanément, par balayage, en déplaçant en synchronisme, dans une même direction de translation non parallèle aux directions de prises de vues, au moins une source radioactive émettant deux faisceaux de rayons ionisants respectivement dans les deux directions de prise de vue.

Le champ d'observation mentionné ci-dessus peut comprendre notamment le rachis, le bassin, ou encore le genou d'un patient, ou plus généralement être constitué par tout ou partie du squelette du patient. Dans ces différents cas, les objets à observer peuvent être constitués notamment par les os du patient compris dans le champ d'observation ainsi que la durée des opérations de prise de vue.

Grâce aux dispositions susmentionnées, on obtient

une bonne précision de la reconstruction à trois dimensions, y compris pour des champs d'observation étendus, et ce en limitant la dose de rayonnements émise vers le champ d'observation.

5 Cette précision est obtenue grâce à la simultanéité des deux prises de vues, et grâce à la prise de vue par balayage qui améliore la précision dans la direction du balayage notamment pour les champs d'observation étendus.

10 Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

15 - au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés sont des repères de contrôle non stéréo-correspondants visibles et identifiés sur une seule image, et au cours de l'étape (c), la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères correspondant aux repères de contrôle non stéréo-correspondants du modèle 20 générique chacun sur une droite joignant :

25 . d'une part, la source radioactive à l'origine de l'image radiographique dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable (la source radioactive étant positionnée sur l'emplacement de sa trajectoire qui correspond à la prise d'image où est visible ledit repère de contrôle),

30 . et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,

les repères de contrôle non stéréo-correspondants étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer ;

35 - au cours de l'étape (c), on minimise la valeur de la somme quadratique :

$$S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2,$$

où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est une valeur de raideur pré-déterminée du ressort fictif d'indice 5 i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé (d'autres équations pour exprimer des déformations de lignes, surfaces ou volumes peuvent être envisagées) ;

10 - au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés sont des repères de contrôle stéréo-correspondants visibles et identifiés sur les deux images, et au cours de l'étape (c), la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants est directement 15 calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images ;

18 - au cours de l'étape (b), on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus grande densité optique à l'intérieur desdites limites, ces 20 lignes de contour comprenant des projections des repères de contrôle sur les images radiographiques ;

25 - au cours de l'étape (c), on détermine des repères du modèle générique correspondant aux repères de contrôle, lesdits repères du modèle générique comprenant des portions dudit modèle générique qui se présentent tangentiellellement par rapport aux rayons issus des sources radioactives et ayant généré les images radiographiques ;

30 - l'étape (c) comporte les sous-étapes suivantes :
(c1) créer un modèle générique recalé en adaptant la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel, pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives correspondent sensiblement aux deux 35 images radiographiques,

(c2) sélectionner des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images radiographiques à partir de la source radioactive correspondante, sont les plus proches des lignes de contour repérées au cours de l'étape (b),

(c3) définir une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactive et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

(c4) déterminer certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

(c5) et déterminer la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection du repère correspondant du modèle générique recalé sur la surface enveloppe correspondante ;

- les deux directions de prise de vue sont perpendiculaires l'une à l'autre ;

- on fait émettre par chacune des sources radioactives un faisceau de rayonnements ionisants dans un plan perpendiculaire à la direction de translation ;

- les deux faisceaux de rayons ionisants sont émis respectivement par deux sources radioactives.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie radiographie pour la mise en œuvre d'un procédé tel que défini ci-dessus, ce dispositif comportant :

- des moyens d'émission de rayons ionisants comprenant au moins une source radioactive, ces moyens d'émission étant adaptés pour émettre respectivement deux faisceaux de rayonnements ionisants vers un champ d'observation contenant au moins un objet à observer, dans deux directions de prise de vue non parallèles, lesdits

moyens d'émission étant déplaçables simultanément selon une direction de translation non parallèle aux directions de prise de vue,

5 - au moins deux dispositifs de détection disposés respectivement face aux deux faisceaux de rayons ionisants, au-delà du champ d'observation, pour mesurer les rayonnements ionisants ayant traversé ledit champ d'observation, ces deux dispositifs de détection étant déplaçables en synchronisme avec les moyens d'émission dans 10 ladite direction de translation,

- des moyens pour prendre simultanément au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, par balayage simultané du champ d'observation avec les sources radioactives et les 15 détecteurs dans la direction de translation,

- des moyens d'identification pour identifier, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle prédéterminés appartenant audit objet à observer,

20 - des premiers moyens de reconstruction pour déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions, à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les 25 images radiographiques,

- et des seconds moyens de reconstruction pour calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir du modèle générique, lesdits seconds moyens de reconstruction étant adaptés pour 30 déterminer le modèle calculé par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits 35 par les premiers moyens de reconstruction.

Dans des modes de réalisation préférés du dispositif selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- 5 - les moyens d'identification sont adaptés pour identifier au moins certains repères de contrôle visibles et identifiables sur une seule image radiographique dits repères de contrôle non stéréo-correspondants et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour estimer
- 10 la position géométrique des repères de contrôle non stéréo-correspondants en déplaçant les repères du modèle générique correspondant aux repères de contrôle non stéréo-correspondants, chacun sur une droite joignant :
 - d'une part, la source radioactive à l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,
 - et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,
- 20 les premiers moyens de reconstruction étant adaptés pour déplacer ainsi les repères de contrôle non stéréo-correspondants jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer ;
- 25 - les moyens d'identification sont adaptés pour identifier sur les deux images des repères de contrôle qui sont visibles et identifiables sur lesdites deux images, dits repères de contrôle stéréo-correspondants, et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour
- 30 déterminer la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants par calcul à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images ;
 - chaque détecteur comprend une ligne de cellules de détection perpendiculaire à la direction de translation,

les faisceaux de rayonnements ionisants étant perpendiculaires à ladite la direction de translation ;

- les moyens d'émission et les détecteurs sont déplaçables sur une distance de balayage d'au moins 70 cm ;

5 - les moyens d'émission comprennent deux sources radioactives à l'origine respectivement des deux faisceaux de rayons ionisants.

10 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre 15 d'exemple non limitatif, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

15 - la figure 1 est une vue schématique d'un appareil de radiographie selon une forme de réalisation de l'invention, permettant d'effectuer simultanément une prise de vue de face et une prise de vue de profil du patient,

20 - la figure 2 est une vue schématique en perspective d'une vertèbre d'un patient examiné au moyen de l'appareil de la figure 1,

25 - les figures 3 et 4 sont respectivement des vues de profil et de face de la vertèbre de la figure 2, schématisant une partie des vues de profil et de face obtenues au moyen de l'appareil de la figure 1,

30 - et la figure 5 est une vue en perspective 25 représentant un modèle à trois dimensions de la colonne vertébrale et du bassin du patient examiné au moyen de l'appareil de la figure 1, ce modèle étant calculé à partir des vues de profil et de face prises au moyen de l'appareil de la figure 1.

35 Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente un dispositif radiographique 1 pour la reconstruction tridimensionnelle, comportant un bâti mobile 2 déplaçable verticalement de façon motorisée 35 sur des guides verticaux 3, dans une direction de

translation 3a.

Ce bâti entoure un champ d'observation 4 dans lequel peut prendre place un patient P debout. On peut ainsi observer la position des os du squelette de ce 5 patient en station debout, ce qui est essentiel notamment pour les patients atteints de scoliose.

Le bâti mobile 2 porte une première source radioactive 5 et un premier détecteur 6 qui est disposé face à la source 5 au-delà du champ 4, et qui comporte une 10 ligne horizontale 6a de cellules de détection. Le détecteur 6 peut par exemple être un détecteur gazeux sensible aux basses doses de rayonnements, par exemple tel que décrit dans le document FR-A-2 749 402 ou FR-A-2 754 068. Bien entendu, d'autres types de détecteurs, gazeux ou non, 15 pourraient éventuellement être utilisés dans le cadre de la présente invention.

La source radioactive 5 est adaptée pour émettre des rayons ionisants, notamment des rayons X, dans une direction de prise de vue 7 antéro-postérieure par rapport 20 au patient P, en traversant une fente horizontale 8 ménagée dans un réticule 9 tel qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 10 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

Par ailleurs, le bâti mobile 2 porte également une 25 deuxième source radioactive 11 similaire à la source 5 et un deuxième détecteur 12 similaire au détecteur 6, qui est disposé face à la source 11 au-delà du champ 4, et qui comporte une ligne horizontale 12a de cellules de détection.

30 La source radioactive 11 est adaptée pour émettre des rayons ionisants, dans une direction de prise de vue latérale 13 par rapport au patient P, en traversant une fente horizontale 14 ménagée dans un réticule 15 tel qu'une plaque métallique, pour générer un faisceau horizontal 16 35 de rayonnements ionisants dans le champ d'observation 4.

On notera que les sources radioactives et les détecteurs pourraient le cas échéant être en nombre supérieur à 2, et que les directions de prises de vue de ces différentes sources radioactives pourraient le cas 5 échéant ne pas être perpendiculaires entre elles ni horizontales.

Les deux détecteurs 6, 12 sont reliés à un micro-ordinateur 17 ou autre système électronique de commande, équipé :

10 - d'une interface d'entrée comprenant au moins un clavier et généralement une souris (non représentée),
 - et d'une interface de sortie comprenant au moins un écran 19 et généralement une imprimante (non représentée).

15 Le micro-ordinateur 17 peut également être relié aux moyens d'entraînement motorisés (non représentés) contenus dans les guides 3 et aux sources 5, 11, de façon à commander le déplacement vertical du bâti 2 et l'émission des rayonnements ionisants.

20 Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne comme suit.

25 Au moyen du micro-ordinateur 17, on fait d'abord prendre deux images radiographiques du patient P, en faisant balayer le champ d'observation 4 par les faisceaux 10, 16 de rayonnements ionisants sur la hauteur correspondant à la zone du patient à observer, par exemple le rachis et le bassin, voire l'ensemble du squelette (à cet effet, le bâti est de préférence déplaçable sur une hauteur d'au moins 70 cm, voire supérieure à 1 m).

30 Au cours de ce mouvement, on enregistre dans la mémoire du micro-ordinateur 17 deux images radiographiques numériques, par exemple respectivement antéro-postérieure et latérale de la partie examinée du patient, lesquelles images peuvent être visualisées sur l'écran 19 du micro-ordinateur.

Chacune de ces images comprend généralement plusieurs objets prédéterminés à examiner, par exemple des vertèbres 20 telles que celle représentée schématiquement sur la figure 2.

5 Pour chacun de ces objets à examiner, le micro-ordinateur 17 a en mémoire un modèle générique à trois dimensions qui correspond à une forme moyenne de l'objet en question, lequel modèle générique est élaboré à l'avance par des méthodes statistiques en analysant un grand nombre
10 d'objets similaires.

Lors de l'affichage des images radiographiques sur l'écran 19 du micro-ordinateur 17, le praticien peut par exemple indiquer au micro-ordinateur, notamment au moyen du clavier 18 ou de la souris, le type de chaque objet à
15 examiner visible sur lesdites images, de façon que le micro-ordinateur 17 détermine le modèle générique correspondant à cet objet.

Par ailleurs, les modèles génériques utilisés pourraient également être constitués par des modèles
20 préalablement réalisés par imagerie médicale sur le patient : dans ce cas, le procédé selon l'invention peut permettre par exemple de suivre l'évolution ultérieure du patient par des moyens plus simples, moins coûteux et émettant moins de radiations que les moyens d'imagerie
25 tridimensionnelle classiques.

Le modèle générique de chaque objet, par exemple de chaque vertèbre 20 d'un squelette humain, comprend :

- les coordonnées d'une pluralité de repères de contrôle, notamment des points correspondant à des repères singuliers de cette vertèbre,
- et les coordonnées d'un grand nombre d'autres repères de l'objet en question, par exemple au nombre d'environ 200 ou plus.

Ces coordonnées peuvent être exprimées par exemple
35 dans un référentiel local X, Y, Z. Dans l'exemple

considéré, l'axe Z correspond à la direction "axiale" de la colonne vertébrale, l'axe X est déterminé de façon à définir avec l'axe Z le plan antéro-postérieur de la vertèbre 20, l'axe Y étant perpendiculaire aux axes X, Z susmentionnés. De plus, l'origine O du référentiel X, Y, Z est disposée au milieu des deux faces d'extrémité axiales de la partie principale "tubulaire" de la vertèbre, l'origine O étant par ailleurs positionnée pour que l'axe Z traverse la face axiale supérieure de la partie principale de la vertèbre en un repère C1 tel que la distance de ce repère C1 à l'extrémité avant C7 de ladite face axiale soit égale à environ 2/3 de la distance totale entre les extrémités avant C7 et arrière C8 de la section antéro-postérieure de ladite face axiale supérieure.

15 Les différents repères de contrôle C1-C25 susmentionnés se répartissent en deux catégories :

- des repères de contrôle "stéréo-correspondants" C1-C6, visibles et identifiables à la fois sur l'image radiographique latérale et sur l'image antéro-postérieure, 20 ces repères étant au nombre de 6 dans l'exemple considéré (voir figures 3 et 4),
- et des repères de contrôle "non stéréo-correspondants" C7-C25, visibles et identifiables sur une seule image, ces repères étant au nombre de 19 dans 25 l'exemple considéré.

Le praticien identifie ces différents repères de contrôle pour chaque objet à examiner (par exemple les vertèbres et le bassin) sur chaque image radiographique, par exemple en "marquant" ces repères à l'écran 19 par 30 sélection au moyen de la souris et/ou du clavier. De plus, les deux images sont calibrées, de façon à pouvoir mesurer précisément la position de chaque repère de ces images dans un référentiel commun.

Ensuite, on détermine une position géométrique de 35 chaque repère de contrôle de chaque objet, dans un

référentiel à trois dimensions, par exemple le référentiel X, Y, Z susmentionné ou un référentiel commun à l'ensemble des objets à examiner.

La position des repères de contrôle stéréo-correspondants C1-C6 est directement calculée à partir de la mesure de la position de ces points sur les deux images.

De plus, la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant C7-C25 dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant chaque repère de contrôle stéréo-correspondant C1-C6 du modèle générique jusqu'à sa position mesurée, et en déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants C7-C25 du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

15 . d'une part, la source radioactive 5, 6 à l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

20 . et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,

les repères de contrôle non stéréo-correspondants étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

25 En particulier, on peut minimiser ladite déformation en minimisant (par exemple au moyen d'une méthode de gradient) la valeur de la somme quadratique :

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2,$$

$$\text{ou plus généralement } S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2,$$

30 où λ est un coefficient constant prédéterminé, m est un nombre entier non nul représentant un nombre de ressorts fictifs qui relient chaque repère de contrôle du modèle générique à d'autres repères de contrôle, k_i est un coefficient de raideur prédéterminé du ressort fictif

d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique non déformé, et x_i est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé.

5 Enfin, on calcule la forme à trois dimensions d'un modèle représentant la vertèbre 20 du patient, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon à maintenir la coïncidence des points de contrôle du modèle générique déformé avec la position spatiale 10 précédemment déterminée des points de contrôle et de façon que ledit modèle calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique, en travaillant cette fois sur l'ensemble des points de modèle générique.

15 En particulier, l'obtention du modèle à trois dimensions de chaque objet à examiner peut être obtenu par le procédé connu de krigeage ("kriging").

Après le calcul du modèle à trois dimensions des différents objets à examiner, le micro-ordinateur 17 peut 20 assembler la totalité des modèles à trois dimensions des différents objets à examiner, en fonction de la position de ces différents modèles dans un référentiel absolu commun à tous ces objets, de façon à obtenir un modèle à trois dimensions comprenant par exemple l'ensemble du rachis 21 du patient et le bassin 22 de ce patient, comme représenté 25 sur la figure 5.

Une fois élaboré, ce modèle à trois dimensions peut être présenté sur l'écran 19 du micro-ordinateur, ou imprimé, sous l'angle de vision voulu. Ce modèle d'ensemble 30 peut également être mis en mouvement à l'écran en fonction des commandes du praticien.

Le praticien dispose ainsi d'un outil efficace d'examen pouvant servir à l'imagerie de toute partie notamment osseuse ou cartilagineuse du corps humain ou 35 animal, et utile notamment pour le diagnostic des scolioses

ou pour le suivi pré ou post-opératoire lors d'interventions chirurgicales.

5 Bien entendu, on peut également calculer certains indices cliniques prédéterminés liés soit à la géométrie de l'ensemble examiné, soit le cas échéant à la composition ou la densité des objets à examiner, estimées à partir des images radiographiques (cas de l'ostéoporose par exemple).

10 On notera que le dispositif radiographique 1 pourrait le cas échéant être adapté pour l'examen d'un patient couché, ce qui peut s'avérer indispensable dans le domaine de la traumatologie. Dans ce cas, le patient P serait couché sur une table support, les faisceaux de rayons ionisants 10, 16 seraient chacun dans un plan vertical, et les sources 5, 11 se déplaceraient 15 horizontalement avec les détecteurs 6, 12.

Par ailleurs, il va de soi que dans tous les cas, le dispositif radiographique 1 peut être utilisé également en radiographie à deux dimensions, en plus de son utilisation en imagerie tridimensionnelle.

20 On notera que le dispositif selon l'invention pourrait le cas échéant être utilisé dans des applications de radiologie non médicale.

25 Par ailleurs, au lieu d'utiliser des repères de contrôle C1-C25 définis à l'avance sur chaque modèle générique, il serait possible de déterminer et de positionner dans l'espace les repères de contrôle à partir de lignes de contour de l'objet à observer visibles sur l'une ou l'autre des deux images radiographiques.

30 A cet effet, on pourrait en particulier procéder comme suit :

- on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus grande densité optique à l'intérieur desdites limites,

35 - on crée un modèle générique recalé en adaptant

la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel X, Y, Z pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives 5, 11 correspondent 5 sensiblement aux deux images radiographiques,

- on sélectionne des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images radiographiques à partir de la source radioactive correspondante, sont les plus proches des lignes de contour 10 repérées au cours de l'étape (b),

- on définit une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactive et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

15 - on détermine certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

20 - on détermine la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection dudit repère de contrôle sur la surface enveloppe correspondante,

- puis on procède par exemple comme décrit précédemment pour reconstituer un modèle à trois dimensions 25 de l'ensemble de l'objet à observer, notamment par krigeage.

On notera enfin qu'il serait possible de générer deux faisceaux ionisants non parallèles au moyen de deux réticules (par exemple deux fentes distinctes mémorisées 30 dans une même plaque métallique) à partir d'une source radioactive unique pour mettre en œuvre l'invention, en utilisant comme précédemment deux détecteurs disposés face aux deux faisceaux et déplaçables en synchronisme avec la source et les réticules.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie radiographique pour la reconstruction tridimensionnelle à faible dose d'irradiation, adapté pour calculer un modèle à trois dimensions d'au moins un objet prédéterminé (20) à observer dans un champ d'observation (4), ce procédé comprenant les étapes suivantes :
 - 10 (a) prendre au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, respectivement selon deux directions de prise de vue (7, 13) non parallèles,
 - 15 (b) repérer, sur chaque image radiographique, des repères de contrôle (C1-C25) appartenant audit objet à observer,
 - (c) déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle, dans un référentiel à trois dimensions,
 - (d) calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques, le modèle calculé étant obtenu par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle 25 calculé suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique tout en maintenant en coïncidence les repères du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits à l'étape (c),
30 caractérisé en ce qu'au cours de l'étape (a), les deux images radiographiques sont prises simultanément, par balayage, en déplaçant en synchronisme, dans une même direction de translation (3a) non parallèle aux directions de prises de vues, au moins une source radioactive (5, 11) émettant deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16) 35 respectivement dans les deux directions de prise de vue (7,

13) .

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel :

- au cours de l'étape (b), certains des repères de contrôle identifiés, dits repères de contrôle non stéréo-correspondants ne sont visibles et identifiés que sur une seule image,

5 - et au cours de l'étape (c), la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant (C7-C25) dans le référentiel à trois 10 dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

15 . d'une part, la source radioactive (5, 11) à l'origine de l'image radiographique dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

16 . et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,

20 les repères de contrôle non stéréo-correspondants (C7-C25) étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

25 3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel au cours de l'étape (c), on minimise la valeur de la somme quadratique :

$$S = \lambda \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2,$$

où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère (C1-C25) du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est 30 une valeur de raideur prédéterminée du ressort fictif d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i est la longueur de ressort fictif d'indice i dans le modèle générique déformé.

35 4. Procédé selon l'une quelconque des

revendications précédentes, dans lequel :

- au cours de l'étape (b), au moins certains des repères de contrôle identifiables sont des repères de contrôle stéréo-correspondants (C1-C6) visibles et

5 identifiés sur les deux images,

- et au cours de l'étape (c), la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants (C1-C6) est directement calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux

10 images.

5. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de l'étape (b), on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus

15 grande densité optique à l'intérieur desdites limites, ces lignes de contour comprenant des projections des repères de contrôle sur les images radiographiques.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel au cours de l'étape (c), on détermine des repères du modèle

20 générique correspondant aux repères de contrôle, lesdits repères du modèle générique comprenant des portions dudit modèle générique qui se présentent tangentiellement par rapport aux rayons issus des sources radioactives et ayant

généré les images radiographiques.

25 7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel l'étape (c) comporte les sous-étapes suivantes :

(c1) créer un modèle générique recalé en adaptant la taille du modèle générique et la position de ce modèle

30 générique dans le référentiel, pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux sources radioactives correspondent sensiblement aux deux images radiographiques,

(c2) sélectionner des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images

35 radiographiques à partir de la source radioactive

correspondante, sont les plus proches des lignes de contour repérées au cours de l'étape (b),

5 (c3) définir une surface enveloppe formée par des rayons issus de chaque source radioactive (5, 11) et ayant contribué à générer lesdites lignes de contour des images radiographiques,

10 (c4) déterminer certains repères du modèle générique recalé correspondant à des surfaces dudit modèle générique recalé, qui sont tangentes auxdites surfaces enveloppes, les repères du modèle générique recalé ainsi déterminés correspondant aux repères de contrôle,

15 (c5) et déterminer la position géométrique de chaque repère de contrôle par projection du repère correspondant du modèle générique recalé, sur la surface enveloppe correspondante.

20 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les deux directions de prise de vue (7, 13) sont perpendiculaires l'une à l'autre.

25 9. Procédé selon la revendication 8, dans lequel on fait émettre par chacune des sources radioactives (5, 11) un faisceau de rayonnements ionisants (10, 16) dans un plan perpendiculaire à la direction de translation (3a).

25 10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16) sont émis respectivement par deux sources radioactives (5, 11).

30 11. Dispositif d'imagerie radiographie pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, ce dispositif comportant :

35 - des moyens d'émission de rayons ionisants comprenant au moins une source radioactive (5, 11), ces moyens d'émission étant adaptés pour émettre respectivement deux faisceaux de rayonnements ionisants (10, 16) vers un champ d'observation (4) contenant au moins un objet (20) à

observer, dans deux directions de prise de vue (7, 13) non parallèles, lesdits moyens d'émission étant déplaçables selon une direction de translation (3a) non parallèle aux directions de prise de vue de façon que les deux faisceaux 5 (10, 16) balaiennent simultanément le champ d'observation,

- au moins deux dispositifs de détection (6, 12) disposés respectivement face aux deux faisceaux de rayons ionisants (10, 16), au-delà du champ d'observation (4), pour mesurer les rayonnements ionisants ayant traversé 10 ledit champ d'observation, ces deux dispositifs de détection étant déplaçables en synchronisme avec les moyens d'émission dans ladite direction de translation,
- des moyens (17) pour prendre simultanément au moins deux images radiographiques à deux dimensions du champ d'observation, par balayage simultané du champ d'observation avec les moyens d'émission (5, 11) et les détecteurs (6, 12) dans la direction de translation (3a),
- des moyens d'identification (17) pour identifier, sur chaque image radiographique, des repères de 20 contrôle prédéterminés (C1-C25) appartenant audit objet à observer,
- des premiers moyens de reconstruction (17) pour déterminer une position géométrique de chaque repère de contrôle dans un référentiel à trois dimensions (X, Y, Z), 25 à partir d'un modèle générique prédéterminé correspondant audit objet, ce modèle générique comportant des repères qui correspondent aux repères de contrôle identifiés sur les images radiographiques,
- et des seconds moyens de reconstruction (17) pour 30 calculer la forme à trois dimensions d'un modèle représentant ledit objet à partir du modèle générique, lesdits seconds moyens de reconstruction étant adaptés pour déterminer le modèle calculé par déformation du modèle générique de façon que ledit modèle calculé suive une forme 35 la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique

tout en maintenant en coïncidence les repères (C1-C25) du modèle générique déformé avec les repères de contrôle reconstruits par les premiers moyens de reconstruction.

12. Dispositif selon la revendication 11, dans
5 lequel les moyens d'identification sont adaptés pour identifier des repères de contrôle (C7-C25) visibles et identifiables sur une seule image radiographique, dits repères de contrôle non stéréo-correspondants, et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour estimer
10 la position géométrique des repères de contrôle non stéréo-correspondants en déplaçant les repères non stéréo-correspondants (C7-C25) du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

. d'une part, la source radioactive (5, 6) à
15 l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

. et d'autre part, ladite projection de ce repère sur l'image radiographique,
20 les premiers moyens de reconstruction étant adaptés pour déplacer ainsi les repères de contrôle non stéréo-correspondants jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

25 13. Dispositif selon la revendication 11 ou la revendication 12, dans lequel les moyens de repérage sont adaptés pour repérer sur les deux images certains des repères de contrôle (C1-C6) qui sont visibles et identifiables sur lesdites deux images, dits "repères de
30 contrôle stéréo-correspondants", et les premiers moyens de reconstruction sont adaptés pour déterminer la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants par calcul à partir de mesures de position des projections de ces repères sur les deux images.

35 14. Dispositif selon l'une quelconque des

revendications 11 à 13, dans lequel chaque détecteur (6, 12) comprend une ligne (6a, 12a) de cellules de détection perpendiculaire à la direction de translation (3a), les faisceaux de rayonnements ionisants (10, 16) étant 5 perpendiculaires à ladite direction de translation.

15. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 11 à 14, dans lequel les moyens d'émission (5, 11) et les détecteurs (6, 12) sont déplaçables sur une distance de balayage d'au moins 70 cm.

10 16. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 11 à 15, dans lequel les moyens d'émission comprennent deux sources radioactives (5, 11) à l'origine respectivement des deux faisceaux de rayons ionisants (10, 11).

FIG.1.

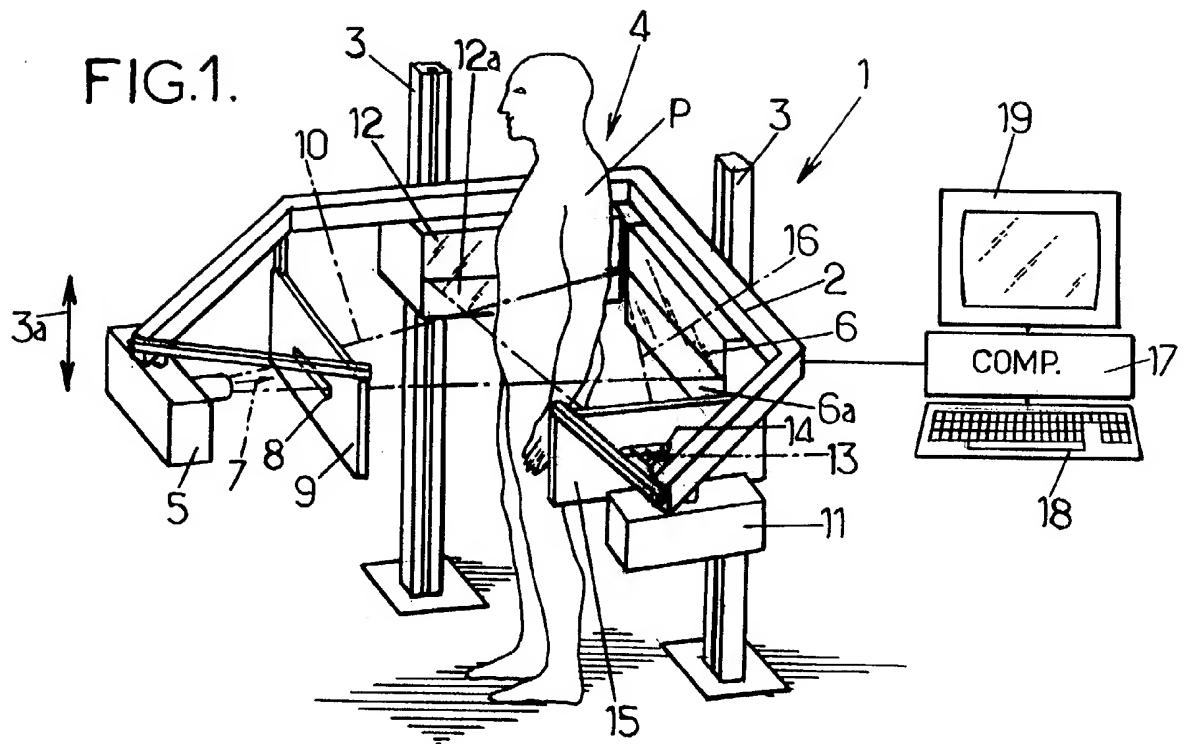


FIG.2.

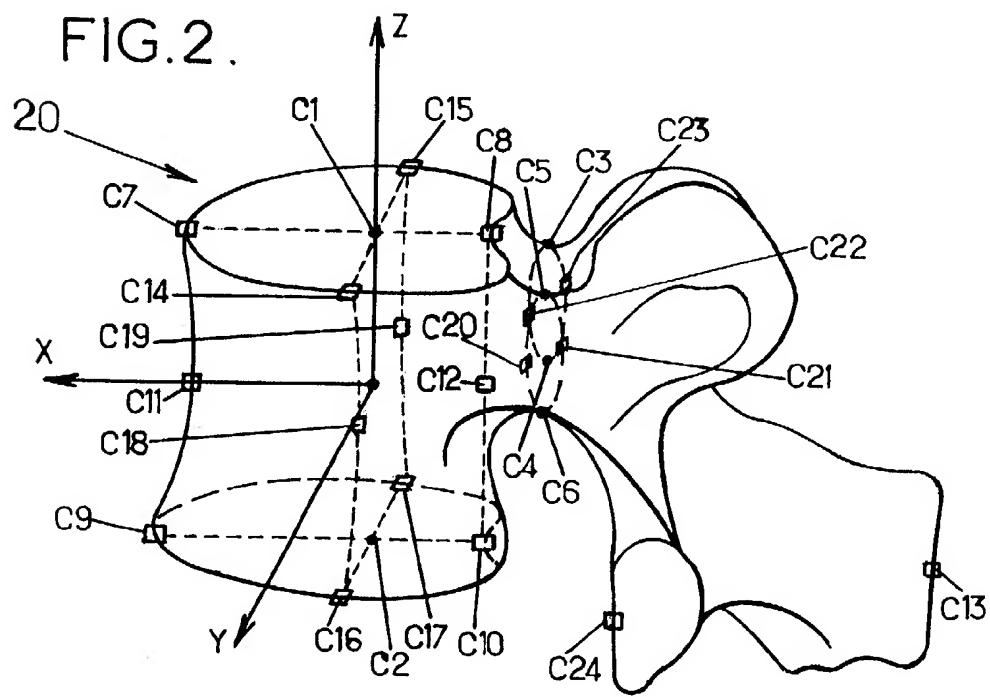


FIG.5.

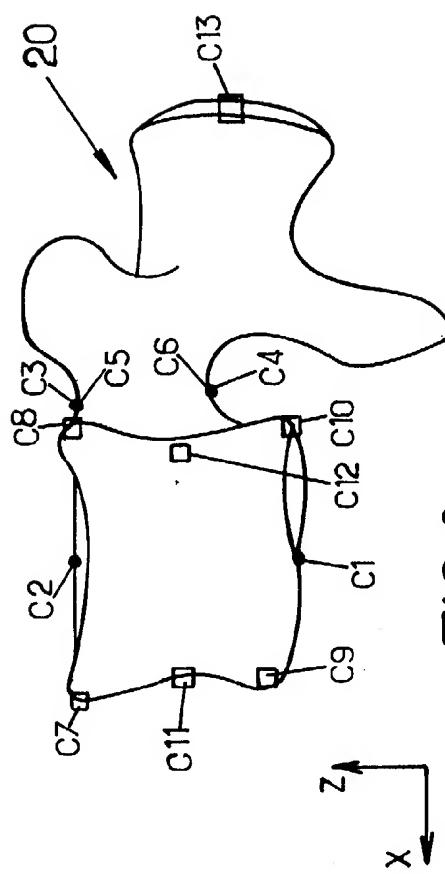
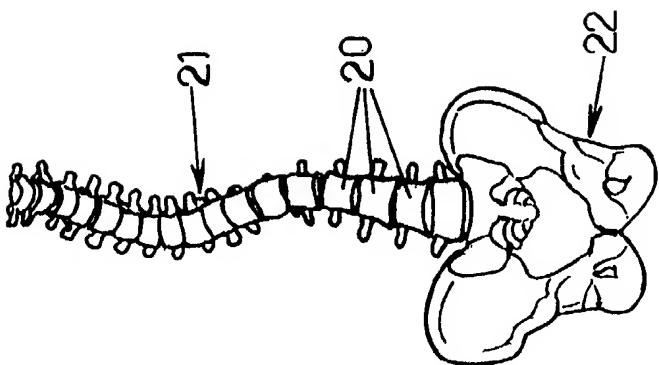


FIG.3.

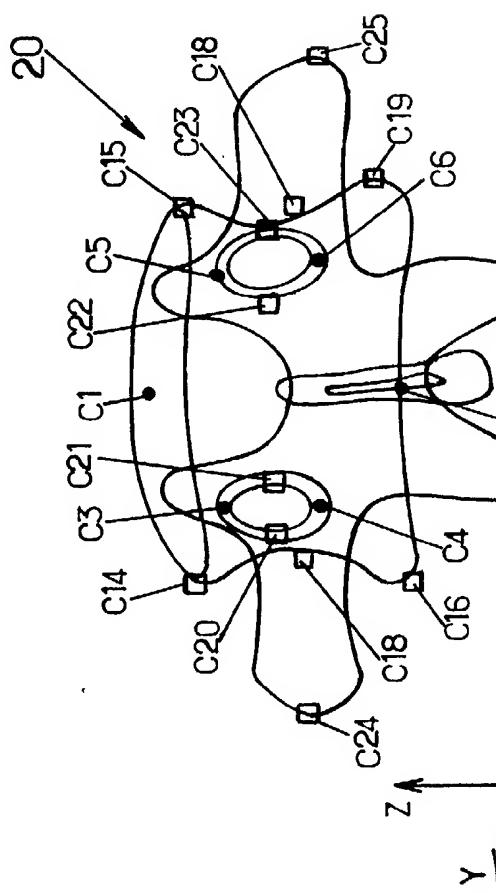


FIG.4.

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

2810769

N° d'enregistrement
nationalFA 589718
FR 0008123établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	US 4 053 779 A (MARCELLO BARBIERI) 11 octobre 1977 (1977-10-11) * colonne 9, ligne 24 - colonne 31; figure 5 *	1,11	G06T17/00 A61B6/02
A	HUYNH T N ET AL: "DEVELOPMENT OF A VERTEBRAL ENDPLATE 3-D RECONSTRUCTION TECHNIQUE" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 16, no. 5, 1 octobre 1997 (1997-10-01), pages 689-696, XP000722563 ISSN: 0278-0062 * page 689, colonne de droite, ligne 1 - page 690, colonne de gauche, ligne 10 * * page 690, colonne de gauche, ligne 37 - colonne de droite, ligne 3 *	1,11	
A,D	D.MITTON ET AL: "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes" MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING 2000, vol. 38, mars 2000 (2000-03), pages 133-139, XP000913390 * page 134, colonne de gauche, ligne 18 - page 135, colonne de gauche, ligne 15 *	1-4, 8-13,16	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.7) G06T
1	Date d'achèvement de la recherche 19 février 2001	Examinateur Gerard, E	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			
T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			